

## PROCEDE ET DISPOSITIF DE MESURE DE FORCE MUSCULAIRE

### DOMAINE TECHNIQUE DE L'INVENTION

5           La présente invention concerne les appareils et procédés pour contrôler la capacité musculaire des muscles du dos, en particulier la capacité des muscles courts et profonds.

          Le mal de dos est fréquemment associé à un manque de capacité musculaire des muscles assurant l'équilibrage de la colonne vertébrale.

10           On distingue à cet égard deux types de muscles : les muscles extenseurs, qui sont des muscles relativement longs et superficiels, utilisés pour les mouvements de grandes amplitudes, et les muscles courts et profonds, qui assurent en particulier les mouvements d'allongement de la colonne vertébrale.

          Les muscles extenseurs ont déjà fait l'objet d'études particulières, et des  
15           dispositifs ont été conçus pour assurer leurs mesures et leurs contrôles.

          Par contre, les muscles courts et profonds ont été négligés, et les appareils et procédés connus ne permettent pas de les contrôler.

### EXPOSE DE L'INVENTION

          La présente invention vise essentiellement à contrôler la capacité  
20           musculaire des muscles courts et profonds du dos, en les faisant travailler en auto grandissement.

          Les documents FR 2 661 600 et EP 1 183 996 décrivent des dispositifs de mesure de longueur du corps humain. De tels dispositifs sont destinés à mesurer la taille d'un patient, soit en position debout, soit en position couchée. Ces dispositifs  
25           ne permettent pas de contrôler de manière automatique la position du patient en cours de mesure de taille, ni de mesurer une force d'auto grandissement.

          Les muscles courts et profonds du dos agissent pour le grandissement de la colonne vertébrale, et la mesure du grandissement dépend fortement de la position des pieds du patient : en position debout, le patient peut réaliser un faux grandissement en modifiant sa position plantaire normale, par exemple en se  
30           mettant sur la pointe des pieds (flexion plantaire), en soulevant l'avant-pied (flexion dorsale du pied), en fléchissant les orteils vers le bas, en roulant le pied vers l'extérieur (supination du pied). L'invention vise à éviter ou au moins à détecter un tel faux grandissement, de façon à mesurer le vrai grandissement de manière fiable  
35           et reproductible.

Ainsi, le problème principal proposé par l'invention est de concevoir des moyens pour évaluer de manière fiable et simple la capacité musculaire des muscles courts et profonds du dos.

De manière subsidiaire, le problème de l'invention est d'évaluer la capacité musculaire du psoas-illiaque dans des conditions assurant la fiabilité de ce contrôle. La difficulté est alors de mettre le patient dans une position reproductible permettant l'évaluation répétitive et fiable de la capacité musculaire du psoas-illiaque.

La fiabilité du contrôle nécessite en particulier que les segments corporels se retrouvent toujours dans une position définie lors du contrôle de capacité d'un muscle agissant sur ces segments.

L'invention profite alors de la position particulière que doit prendre le patient lors du contrôle des muscles courts et profonds, pour contrôler également de manière fiable le psoas-illiaque qui est le muscle permettant de lever la cuisse vers l'avant.

Pour atteindre ces objets ainsi que d'autres, l'invention propose un dispositif de mesure de force musculaire comprenant :

- une base inférieure d'appui, adaptée pour supporter un patient reposant debout en appui plantaire sur ladite base inférieure d'appui,
- une console supérieure d'appui, déplaçable verticalement au dessus de la base inférieure d'appui, conformée pour être en appui vertical sur la tête dudit patient,
- des moyens pour bloquer sélectivement la position verticale de la console supérieure d'appui,
- des moyens de mesure de la position verticale de la console supérieure d'appui,
- des moyens de mesure de la force verticale de soulèvement que la tête du patient applique sur la console supérieure d'appui,
- des capteurs d'appui plantaire prévus dans la base inférieure d'appui, et agencés pour contrôler le maintien d'un appui plantaire normal du ou des pieds du patient en produisant un signal si le ou les pieds ne sont plus en appui plantaire normal.

En appui plantaire normal, le patient tente de se grandir en faisant fonctionner les muscles courts et profonds du dos. Sa tête est en appui sous la console supérieure d'appui qui est elle-même soit bloquée en position verticale pour une mesure de force d'auto grandissement, soit libre en coulissement vertical pour une mesure d'amplitude d'auto grandissement. Le dispositif permet ainsi de mesurer les effets d'auto grandissement en amplitudes d'auto grandissement et en forces d'auto grandissement.

En pratique, la console supérieure d'appui peut être portée par un mât vertical la reliant à la base inférieure d'appui.

En alternative, la console supérieure d'appui peut être portée par un mur vertical près duquel repose la base inférieure d'appui.

5            Selon un mode de réalisation particulier, la base inférieure d'appui comprend des capteurs d'appui plantaire agencés pour s'assurer que la force d'appui est supérieure à un minimum prédéfini à la fois dans la zone antérieure et dans la zone postérieure du pied.

10           Selon un mode de réalisation particulier permettant le contrôle supplémentaire du psoas-illiaque, le dispositif comprend en outre un support antérieur, adapté pour constituer un appui frontal contre lequel peut porter la base antérieure de la cuisse du patient en fléchissant de moins de 30°, de préférence de moins de 20°, avec des moyens de mesure de force musculaire frontale pour évaluer la force d'appui frontal de la cuisse du patient.

15           Selon un mode de réalisation préféré, le dispositif comprend en outre une unité de calcul, associée à des moyens de mémoires et à des moyens d'affichage, et recevant les signaux provenant des moyens de mesure de position verticale et des capteurs d'appui plantaire de la base inférieure d'appui, les moyens de mémoires contenant un programme enregistré pour piloter l'unité de calcul, le  
20           programme enregistré contenant notamment une séquence de mesure d'amplitude d'auto grandissement par enregistrement des positions verticales de la console supérieure d'appui lorsque celle-ci est en coulissement libre et repoussée par la tête du patient, et une séquence de mesure des forces musculaires d'auto grandissement en enregistrant les valeurs de force de soulèvement appliquées par  
25           la tête du patient sur la console supérieure d'appui alors que ladite console supérieure d'appui est bloquée en une position verticale appropriée.

Le programme peut avantageusement comprendre une séquence de mesure d'endurance, par mesure du temps de maintien d'une force de soulèvement appropriée, appliquée par la tête du patient sur la console supérieure d'appui.

30           Selon un autre aspect, l'invention propose un procédé de mesure de force musculaire d'un patient, mettant en œuvre le dispositif ci-dessus, et comprenant les étapes de :

- a) installer le patient en position debout sur la base inférieure d'appui,
- b) s'assurer en permanence que le patient est en appui plantaire normal  
35           sur la base inférieure d'appui, et interrompre les mesures si l'appui plantaire n'est pas normal,

c) mesurer l'amplitude d'auto grandissement du patient, en laissant coulisser la console supérieure d'appui selon les mouvements verticaux de la tête du patient, et en enregistrant les positions successives de la console supérieure d'appui,

5 d) déterminer la valeur maximale d'auto grandissement, correspondant à la position la plus haute enregistrée au cours de l'étape précédente,

e) fixer la position verticale de la console supérieure d'appui à une valeur inférieure de quelques millimètres à la valeur maximale d'auto grandissement,

f) mesurer les forces d'auto grandissement en enregistrant la force de  
10 soulèvement exercée par la tête du patient sur la console supérieure d'appui bloquée en position verticale.

Selon un mode de réalisation avantageux, le procédé comprend en outre les étapes de :

g) enregistrer la force maximale de soulèvement,

15 h) choisir un seuil de force de soulèvement inférieur à la force maximale de soulèvement,

i) déterminer le temps maximal endurant (TME), par mesure du temps maximal de maintien d'une force de soulèvement supérieure ou égale au seuil de force de soulèvement.

20 En alternative ou en complément, le procédé peut comprendre en outre les étapes de :

g) enregistrer la force maximale de soulèvement,

h) choisir un seuil de force de soulèvement inférieur à la force maximale de soulèvement,

25 j) piloter un travail par contractions intermittentes (TCI), en générant un signal intermittent décelable par le patient pour l'inciter à des alternances de contractions d'auto grandissement et de relâchements, en comptant le nombre de contractions atteignant le seuil de force de soulèvement après un relâchement suffisant caractérisé par une force de soulèvement suffisamment faible.

30 Enfin, pour le contrôle du psoas-illiaque, le procédé peut avantageusement comprendre en outre les étapes de :

k) le patient étant en position de mesure de la force d'auto grandissement des étapes précédentes, mais en appui plantaire normal sur un seul pied et l'autre jambe fléchie, mesurer la force maximale d'appui frontal de la cuisse de jambe  
35 fléchie du patient contre un support antérieur,

l) choisir un seuil de force d'appui frontal inférieur à la force maximale d'appui frontal de la cuisse,

m) déterminer l'endurance du psoas-illiaque, en mesurant le temps maximal de maintien d'une force d'appui frontal supérieure ou égale au seuil de force d'appui frontal, et/ou en comptant le nombre de contractions alternées de périodes de relâchement et atteignant le seuil de force d'appui frontal.

5

#### DESCRIPTION SOMMAIRE DES DESSINS

D'autres objets, caractéristiques et avantages de la présente invention ressortiront de la description suivante de modes de réalisation particuliers, faite en relation avec les figures jointes, parmi lesquelles :

- la figure 1 est une vue schématique de côté illustrant un patient en position de contrôle sur un dispositif de mesure de force musculaire selon un mode de réalisation de la présente invention ;
- la figure 2 est une vue de dessus de la base inférieure d'appui, illustrant les zones préférentielles de positionnement de capteurs d'appui pour le contrôle de l'appui plantaire ;
- la figure 3 est une vue schématique de côté illustrant un patient en position de contrôle de psoas-illiaque sur un dispositif selon un second mode de réalisation de la présente invention ;
- la figure 4 est un diagramme illustrant schématiquement les organes essentiels de mesure et de contrôle ainsi que leurs connections à une unité de calcul centrale ;
- la figure 5 illustre un mode de réalisation particulier des moyens de contrôle d'un appui plantaire normal du patient ; et
- la figure 6 illustre un autre mode de réalisation des moyens de contrôle d'un appui plantaire normal du patient.

25

#### DESCRIPTION DES MODES DE REALISATION PREFERES

Dans le mode de réalisation illustré sur la figure 1, un dispositif de mesure de force musculaire selon l'invention comprend une base inférieure d'appui 1, adaptée pour supporter un patient 2 qui repose debout en appui plantaire par ses pieds 3 sur ladite base inférieure d'appui 1.

30

La base inférieure d'appui 1 est essentiellement un plateau horizontal, muni de moyens pour contrôler le maintien d'un appui plantaire normal du ou des pieds 3 du patient 2. Le but est de s'assurer que le pied 3 repose sur la base inférieure d'appui 1 par la plante du pied, sans effet de grandissement résultant par exemple du soulèvement du talon 3a par flexion plantaire, du soulèvement de la pointe de pied 3b par flexion dorsale du pied, du fléchissement des orteils et/ou de la supination du pied.

35

Selon un mode de réalisation simplifié, on peut par exemple placer des capteurs d'appui 4a sous la zone du talon 3a, et des capteurs d'appui 4b sous la zone de pointe de pied 3b, avec des moyens pour s'assurer que la force mesurée par les capteurs 4a et 4b ne devient pas inférieure à un seuil minimal prédéfini, par exemple un seuil égal à quelques Newtons. La figure 2 illustre une répartition possible des capteurs d'appui plantaire, avec les capteurs 4a et 4b ci-dessus pour un premier pied du patient, et avec des capteurs d'appui plantaire 104a et 104b pour l'autre pied du patient. D'autres modes de réalisation seront décrits plus loin.

Le dispositif comprend en outre une console supérieure d'appui 5, déplaçable verticalement comme indiqué par la flèche 6 au dessus de la base inférieure d'appui 1.

La console supérieure d'appui 5 est conformée pour être en appui vertical sur la tête 7 du patient 2, et comprend par exemple, pour cela, un plateau horizontal 8 tenu par un bras 9.

Dans la réalisation illustrée sur la figure 1, la console supérieure d'appui 5 est montée coulissante, selon l'extrémité postérieure du bras 9, le long d'un mât vertical 10 qui la relie à la base inférieure d'appui 1. Une vis de blocage 11 permet de bloquer sélectivement la console supérieure d'appui 5 en une position verticale choisie par l'opérateur.

La console supérieure d'appui 5 est associée à un capteur de position 12, permettant de mesurer la position verticale de la console supérieure d'appui 5.

Un ou des capteurs de force de soulèvement 13, placés dans la console supérieure d'appui 5 de façon appropriée, permettent de mesurer la force verticale de soulèvement appliquée par la tête 7 du patient 2 sur la console supérieure d'appui 5.

En alternative, les capteurs de force de soulèvement 13 peuvent être placés à l'interface entre le mât 10 et la console supérieure d'appui 5, ou en une zone intermédiaire de liaison entre la base inférieure d'appui 1 et la console supérieure d'appui 5, ou même entre le sol et la base inférieure d'appui 1. Dans ce dernier cas, la force de soulèvement est déterminée par différence entre le poids mesuré en l'absence d'effort de soulèvement et le poids mesuré en présence d'effort de soulèvement.

Dans le mode de réalisation de la figure 3, on retrouve les mêmes éléments que dans le mode de réalisation de la figure 1, et ces éléments sont repérés par les mêmes références numériques. Il n'est donc pas nécessaire de les décrire à nouveau.

Dans ce mode de réalisation de la figure 3, le dispositif comprend en outre un support antérieur 14, adapté pour constituer un appui frontal contre lequel peut porter la base antérieure 15a de la cuisse 15 du patient 2, dans une position dans laquelle la cuisse 15 fléchit selon un angle A de moins de 30°, et de préférence de moins de 20°.

Le support antérieur 14 comprend une barre transversale d'appui 16 et un capteur de force frontale 17 pour évaluer la force d'appui frontal de la cuisse 15 du patient 2.

De préférence, la barre transversale d'appui 16 est réglée en hauteur par coulisement et blocage le long du support antérieur 14, pour son adaptation à la morphologie du patient 2.

On se référera maintenant à la figure 4, sur laquelle on retrouve les capteurs d'appui plantaire 4a et 4b, le capteur de position 12, le capteur de force de soulèvement 13, le capteur de force frontale 17, ainsi que les capteurs d'appui plantaire similaires 104a et 104b pour l'autre pied du patient.

Tous ces capteurs produisent sur leurs sorties des signaux envoyés par des lignes correspondantes à une unité de calcul 18 telle qu'un micro contrôleur ou un micro processeur. L'unité de calcul 18 est associée à des moyens de mémoires 19, à des moyens d'affichage de sortie 20, et de préférence à des moyens d'entrée de données tels qu'un clavier 21. De préférence l'unité de calcul 18 est également reliée à un générateur de signal 22 perceptible par le patient 2, par exemple un générateur de signal audible ou de signal lumineux. Dans la mémoire 19 se trouve une zone de programme 19a ayant un programme enregistré.

Le programme enregistré dans la zone de programme 19a contient notamment une séquence de mesure d'auto grandissement par enregistrement des positions verticales successives de la console supérieure d'appui 5 en coulisement libre repoussé par la tête 7 du patient 2, et une séquence de mesure des forces musculaires maximales d'auto grandissement par enregistrement des valeurs de force de soulèvement appliquées par la tête 7 du patient 2 sur la console supérieure d'appui 5 alors que ladite console supérieure d'appui 5 est bloquée par la vis 11 en une position verticale appropriée.

Le programme peut avantageusement comprendre une séquence de mesure d'endurance, par mesure de temps de maintien d'une force de soulèvement appropriée appliquée par la tête 7 du patient 2 sur la console supérieure d'appui 5.

Au cours de la séquence de mesure d'auto grandissement, l'unité de calcul 18 scrute les signaux produits par le capteur de position 12, enregistre dans la mémoire 19 les positions verticales successives de la console supérieure d'appui 5,

et détermine la valeur maximale du soulèvement ou valeur maximale d'auto grandissement.

L'opérateur bloque alors la console supérieure d'appui 5 en une position verticale située à quelques millimètres en dessous de la valeur maximale d'auto grandissement, par serrage de la vis 11. Au cours de la séquence de mesure des forces musculaires d'auto grandissement, qui fait suite à la séquence de mesure d'auto grandissement précédente, l'unité de calcul 18 scrute les signaux provenant du capteur de force de soulèvement 13, enregistre dans la mémoire 19 la suite des valeurs de force de soulèvement appliquées par la tête 7 du patient 2 sur la console supérieure d'appui 5. Le programme détermine ensuite la valeur maximale de la force de soulèvement.

On choisit ensuite un seuil de force de soulèvement inférieur à la force maximale de soulèvement, soit de façon automatique par le programme enregistré dans la zone de programme 19a, soit de façon manuelle par intervention de l'opérateur sur le clavier 21.

Au cours de la séquence suivante de mesure d'endurance, l'unité de calcul 18 scrute les signaux provenant du capteur de force de soulèvement 13, et mesure le temps maximal de maintien d'une force de soulèvement supérieure ou égale au seuil de force de soulèvement précédemment défini. On détermine ainsi le temps maximal endurant (TME). On cesse la mesure d'endurance lorsque la force de soulèvement est au dessous du seuil de force de soulèvement pendant une durée supérieure à trois secondes.

Le dispositif permet également de piloter un travail par contractions intermittentes (TCI). Dans ce cas, le programme enregistré contient des séquences d'instructions utilisées par l'unité de calcul 18 qui pilote alors le générateur de signal 22 pour générer ainsi un signal intermittent décelable par le patient 2 pour l'inciter à des alternances de contractions d'auto grandissement et de relâchement. L'unité de calcul scrute les signaux provenant du capteur de force de soulèvement 13, et compte le nombre de contractions atteignant le seuil de force de soulèvement après un relâchement suffisant caractérisé par une force de soulèvement suffisamment faible détectée par le capteur de force de soulèvement 13.

Dans le cas du fonctionnement d'un dispositif de mesure de force musculaire du psoas-illiaque tel que défini sur la figure 3, l'unité de calcul 18 scrute les signaux provenant du capteur de force frontale 17, et mesure les forces d'appui de la cuisse 15 du patient 2 contre le support antérieur 14. L'unité de calcul 18 détermine ensuite la force d'appui frontal maximale enregistrée dans la mémoire



19, puis on choisit un seuil de force d'appui frontal qui soit inférieur à la force d'appui frontal maximale enregistrée.

Le programme enregistré dans la zone de programme 19a contient ensuite une séquence de détermination d'endurance du psoas-illiaque, au cours de laquelle l'unité de calcul 18 scrute les signaux provenant du capteur de force frontale 17, mesure le temps maximal de maintien d'une force d'appui frontal supérieure ou égale au seuil de force d'appui frontal, et/ou en comptant le nombre de contractions alternées de périodes de relâchement et atteignant le seuil de force d'appui frontal.

10 Dans la mise en œuvre du dispositif défini ci-dessus, l'invention prévoit un procédé de mesure de force musculaire d'un patient comprenant une suite d'étapes au cours desquelles :

a) on installe le patient 2 en position debout avec ses deux pieds sur la base inférieure d'appui 1,

15 b) on s'assure en permanence que le patient 2 est en appui plantaire normal sur la base inférieure d'appui 1, c'est à dire en appui suffisant à la fois sur ses pointes de pied 3b et sur ses talons 3a, et on interrompt les mesures si l'appui plantaire n'est pas normal,

c) on adapte la console supérieure d'appui sur la tête 7 du patient 2, et on mesure l'auto grandissement du patient 2 en laissant coulisser la console supérieure d'appui 5 selon les mouvements verticaux de la tête 7 du patient 2, et on enregistre les positions successives de la console supérieure d'appui 5,

d) on détermine la valeur maximale d'auto grandissement, correspondant à la position la plus haute enregistrée au cours de l'étape précédente,

25 e) on fixe la position verticale de la console supérieure d'appui 5 à une valeur inférieure de quelques millimètres, par exemple 5 mm, à la valeur maximale d'auto grandissement,

f) on mesure les forces d'auto grandissement en enregistrant la force de soulèvement exercée par la tête 7 du patient 2 sur la console supérieure d'appui 5.

30 Pour déterminer le temps maximal endurant (TME), on poursuit par les étapes suivantes :

g) on enregistre la force maximale de soulèvement,

h) on choisit un seuil de force de soulèvement inférieur à la force maximale de soulèvement,

35 i) on détermine le temps maximal endurant par la mesure du temps maximal de maintien d'une force de soulèvement supérieure ou égale au seuil de force de soulèvement.

Pour piloter un travail par contractions intermittentes (TCI), le procédé comprend les étapes suivantes :

g) on enregistre la force maximale de soulèvement,

h) on choisit un seuil de force de soulèvement inférieur à la force maximale de soulèvement,

j) on pilote le travail par contractions intermittentes (TCI) en générant un signal intermittent décelable par le patient pour l'inciter à des alternances de contractions d'auto grandissement et de relâchements, en comptant le nombre de contractions atteignant le seuil de force de soulèvement après un relâchement suffisant caractérisé par une force de soulèvement suffisamment faible.

Pour le contrôle du psoas-illiaque, le procédé selon l'invention comprend en outre les étapes suivantes :

k) le patient étant en position de mesure de force d'auto grandissement telle que définie ci dessus, mais en appui plantaire normal sur un seul pied, l'autre jambe étant fléchie pour venir porter frontalement par la base de cuisse 15a sur une barre transversale d'appui 16, on mesure la force maximale d'appui frontal de la cuisse 15 du patient 2 contre le support antérieur 14,

l) on choisit un seuil de force d'appui frontal inférieur à la force maximale d'appui frontal précédemment déterminée de la cuisse 15,

m) on détermine l'endurance du psoas-illiaque en mesurant le temps maximal de maintien d'une force d'appui frontal supérieure ou égale au seuil de force d'appui frontal, et/ou en comptant le nombre de contractions alternées de périodes de relâchement et atteignant le seuil de force d'appui frontal.

Lors du contrôle des muscles courts et profonds par auto grandissement, l'efficacité de l'invention résulte d'un contrôle permanent de la position du patient 2, et en particulier de son appui plantaire normal sur deux pieds.

Certains mouvements de faux grandissement peuvent être détectés par le mode de réalisation simplifié illustré en relation avec les figures 1 et 3.

Pour détecter un plus grand nombre de mouvements de faux auto grandissement, on peut utiliser des moyens perfectionnés qui sont décrits ci-après en relation avec les figures 5 et 6.

Comme illustré sur la figure 5, chaque pied repose sur une base inférieure d'appui 1 sous laquelle un axe de bascule B oblique est intégré. L'axe de bascule B est orienté obliquement selon un axe d'environ 30° à 60°, de telle sorte que le pied 3 soit positionné au dessus de l'axe B, avec l'axe B croisant le bord postéro externe 31 du talon 3a et croisant une zone intermédiaire 32 du bord interne du pied 3. On prévoit un capteur de contact ou de proximité 4c sous la partie postérieure et

interne de la base inférieure d'appui 1. Toute tentative de mise en flexion plantaire et/ou de supination du pied entraîne une bascule de la base inférieure d'appui 1 et une perte de contact détectée par le capteur de contact ou de proximité 4c, qui inhibe alors la mesure d'auto grandissement.

5            Selon un mode de réalisation perfectionné, illustré sur la figure 6, chaque plate-forme d'appui telle que la base inférieure d'appui 1 comprend une matrice de capteurs ou contacteurs tels que les capteurs ou contacteurs 41, 42, 43, 44 ou 45 répartis sur la surface de base inférieure d'appui 1 destinée à recevoir l'appui du pied 3. Chaque capteur ou contacteur 41-45 peut avoir une dimension d'environ 1  
10    cm<sup>2</sup>, et être de nature mécanique, électrique, thermique, photosensible, capacitive ou autre. Chaque capteur 41-45 est connecté à l'unité de calcul 18 (figure 4), et produit un signal de mesure de pression qui est analysé par l'unité de calcul. Le programme enregistré dans la mémoire 19a pilote l'unité de calcul 18 pour scruter périodiquement chaque capteur 41-45. En début de mesure, l'unité de calcul 18  
15    peut ainsi déterminer la zone d'appui du pied 3, ou zone figurée en noir sur la figure 6 correspondant à l'ensemble des capteurs recevant une pression du pied. La perte de contact ou de pression ultérieure d'un ou de plusieurs capteurs activés initialement par l'appui plantaire normal génère le non fonctionnement du système de mesure des forces d'auto grandissement.

20            Les principaux capteurs sont positionnés sous la partie inférieure et interne du pied d'une part, et sous le talon d'autre part.

              Selon une possibilité, le programme peut déterminer la résultante de l'ensemble des pressions reçues par les capteurs de chaque pied, et variant au delà d'une tolérance définie par l'opérateur du système. Toute modification de  
25    l'appui plantaire fait varier cette résultante, et sa variation au delà d'une tolérance définie par l'opérateur du système entraîne l'inhibition du système de mesure des forces d'auto grandissement.

              Un capteur-44 placé sous la seconde phalange du gros orteil, et un capteur 45 placé sous la tête du premier méta tarsien permettent de détecter  
30    respectivement l'extension du gros orteil, ou l'ascension de la tête du premier méta tarsien lors de la flexion des orteils vers le bas, et détectent également la flexion dorsale du pied. La désactivation de l'un ou l'autre des deux capteurs 44 et 45 entraîne l'inhibition du système de mesure des forces d'auto grandissement.

              On comprend que le dispositif illustré sur la figure 6 permet de détecter  
35    tous les mouvements de faux grandissement.

              On peut naturellement imaginer des dispositifs intermédiaires, permettant de détecter certains seulement des mouvements de faux grandissement. Par

exemple, on peut placer un contacteur ou capteur dont le déplacement est effectué par glissement sur le bord interne de chaque plate-forme et positionné au dessus du premier orteil. La mise en extension du gros orteil active ce contacteur et entraîne l'inhibition du système de mesure des forces d'auto grandissement.

5        Lors du contrôle du psoas-illiaque, la précision de l'invention résulte également du contrôle permanent de l'auto grandissement du patient 2, en particulier de la position de son bassin d'où résulte notamment son grandissement.

10        La présente invention n'est pas limitée aux modes de réalisation qui ont été explicitement décrits, mais elle en inclut les diverses variantes et généralisations contenues dans le domaine des revendications ci-après.

## REVENDEICATIONS

1 - Dispositif de mesure de force musculaire, caractérisé en ce qu'il comprend :

- une base inférieure d'appui (1), adaptée pour supporter un patient (2) reposant debout en appui plantaire sur ladite base inférieure d'appui (1),
- une console supérieure d'appui (5), déplaçable verticalement au dessus de la base inférieure d'appui (1), conformée pour être en appui vertical sur la tête (7) dudit patient (2),
- des moyens (11) pour bloquer sélectivement la position verticale de la console supérieure d'appui (5),
- des moyens de mesure (12) de la position verticale de la console supérieure d'appui (5),
- des moyens de mesure (13) de la force verticale de soulèvement que la tête (7) du patient (2) applique sur la console supérieure d'appui (5),
- des capteurs d'appui plantaire (4a, 4b, 104a, 104b), prévus dans la base inférieure d'appui (1), et agencés pour contrôler le maintien d'un appui plantaire normal du ou des pieds (3) du patient (2) en produisant un signal si le ou les pieds (3) ne sont plus en appui plantaire normal.

2 - Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce que la console supérieure d'appui (5) est portée par un mât vertical (10) la reliant à la base inférieure d'appui (1).

3 - Dispositif selon l'une des revendications 1 ou 2, caractérisé en ce que la base inférieure d'appui (1) comprend des capteurs d'appui plantaire (4a, 4b, 104a, 104b) agencés, pour s'assurer que la force d'appui est supérieure à un minimum prédéfini à la fois dans la zone antérieure (3b) et dans la zone postérieure (3a) du pied (3).

4 - Dispositif selon l'une quelconque des revendications 1 à 3, caractérisé en ce qu'il comprend en outre un support antérieur (14), adapté pour constituer un appui frontal contre lequel peut porter la base antérieure (15a) de la cuisse (15) du patient (2) en fléchissant de moins de 30°, de préférence de moins de 20°, avec des moyens de mesure (17) de force musculaire frontale pour évaluer la force d'appui frontal de la cuisse (15) du patient (2).

5 - Dispositif selon l'une quelconque des revendications 1 à 4, caractérisé en ce qu'il comprend une unité de calcul (18), associée à des moyens de mémoires (19) et à des moyens d'affichage (20), et recevant les signaux provenant des moyens de mesure de position verticale (12) et des capteurs d'appui plantaire (4a, 4b, 104a, 104b) de la base inférieure d'appui (1), les moyens de mémoires

(19) contenant un programme enregistré pour piloter l'unité de calcul (18), le programme enregistré contenant notamment une séquence de mesure d'amplitude d'auto grandissement par enregistrement des positions verticales de la console supérieure d'appui (5) lorsque celle-ci est en coulissement libre et repoussée par la tête (7) du patient (2), et une séquence de mesure des forces musculaires d'auto grandissement en enregistrant les valeurs de force de soulèvement appliquées par la tête (7) du patient (2) sur la console supérieure d'appui (5) alors que ladite console supérieure d'appui (5) est bloquée en une position verticale appropriée.

6 - Dispositif selon la revendication 5, caractérisé en ce que le programme enregistré comprend une séquence de mesure d'endurance, par mesure du temps de maintien d'une force de soulèvement appropriée appliquée par la tête (7) du patient (2) sur la console supérieure d'appui (5).

7 - Dispositif selon l'une des revendications 5 ou 6, caractérisé en ce que le programme enregistré comprend des séquences d'instructions pour piloter un travail par contractions intermittentes (TCI), en générant un signal intermittent décelable par le patient (2) pour l'inciter à des alternances de contractions d'auto grandissement et de relâchements, en comptant le nombre de contractions atteignant le seuil de force de soulèvement après un relâchement suffisant caractérisé par une force de soulèvement suffisamment faible.

8 - Procédé de mesure de force musculaire d'un patient (2) mettant en œuvre un dispositif selon l'une quelconque des revendications 1 à 7, caractérisé en ce qu'il comprend les étapes de :

a) installer le patient (2) en position debout sur la base inférieure d'appui (1),

b) s'assurer en permanence que le patient (2) est en appui plantaire normal sur la base inférieure d'appui (1), et interrompre les mesures si l'appui plantaire n'est pas normal,

c) mesurer l'amplitude d'auto grandissement du patient (2), en laissant coulisser la console supérieure d'appui (5) selon les mouvements verticaux de la tête (7) du patient (2), et en enregistrant les positions successives de la console supérieure d'appui (5),

d) déterminer la valeur maximale d'auto grandissement, correspondant à la position la plus haute enregistrée au cours de l'étape précédente,

e) fixer la position verticale de la console supérieure d'appui (5) à une valeur inférieure de quelques millimètres à la valeur maximale d'auto grandissement,

f) mesurer les forces d'auto grandissement en enregistrant la force de soulèvement exercée par la tête (7) du patient (2) sur la console supérieure d'appui (5) bloquée en position verticale.

5 9 - Procédé selon la revendication 8, caractérisé en ce qu'il comprend en outre les étapes de :

g) enregistrer la force maximale de soulèvement,

h) choisir un seuil de force de soulèvement inférieur à la force maximale de soulèvement,

10 i) déterminer le temps maximal endurant (TME), par mesure du temps maximal de maintien d'une force de soulèvement supérieure ou égale au seuil de force de soulèvement.

10 - Procédé selon la revendication 8, caractérisé en ce qu'il comprend en outre les étapes de :

g) enregistrer la force maximale de soulèvement,

15 h) choisir un seuil de force de soulèvement inférieur à la force maximale de soulèvement,

20 j) piloter un travail par contractions intermittentes (TCI), en générant un signal intermittent décelable par le patient (2) pour l'inciter à des alternances de contractions d'auto grandissement et de relâchements, en comptant le nombre de contractions atteignant le seuil de force de soulèvement après un relâchement suffisant caractérisé par une force de soulèvement suffisamment faible.

11 - Procédé selon l'une quelconque des revendications 8 à 10, caractérisé en ce qu'il comprend en outre les étapes de :

25 k) le patient (2) étant en position de mesure de la force d'auto grandissement des étapes précédentes, en appui plantaire normal sur un pied (3), mesurer la force maximale d'appui frontal de la cuisse (15) du patient (2) contre le support antérieur (14),

l) choisir un seuil de force d'appui frontal inférieur à la force maximale d'appui frontal de la cuisse (15),

30 m) déterminer l'endurance du psoas-illiaque, en mesurant le temps maximal de maintien d'une force d'appui frontal supérieure ou égale au seuil de force d'appui frontal, et/ou en comptant le nombre de contractions alternées de périodes de relâchement et atteignant le seuil de force d'appui frontal.

## PROCEDE ET DISPOSITIF DE MESURE DE FORCE MUSCULAIRE

Un dispositif selon l'invention comprend une base inférieure d'appui (1) sur laquelle un patient (2) peut reposer debout en appui plantaire. Une console supérieure d'appui (5), déplaçable verticalement, vient en appui vertical sur la tête (7) du patient (2). Un capteur de position (12) permet de mesurer la position verticale de la console supérieure d'appui (5). Un capteur de force de soulèvement (13) permet de mesurer la force de soulèvement appliquée par la tête (7) du patient (2) sur la console supérieure d'appui (5). Des capteurs d'appui plantaire (4a, 4b) permettent de s'assurer de l'appui plantaire du patient (2) sur la base inférieure d'appui (1). Le patient tente de se grandir en faisant fonctionner les muscles courts et profonds du dos, et le dispositif permet de mesurer les effets d'auto grandissement en amplitudes d'auto grandissement et en forces d'auto grandissement.

Figure 1



1/4

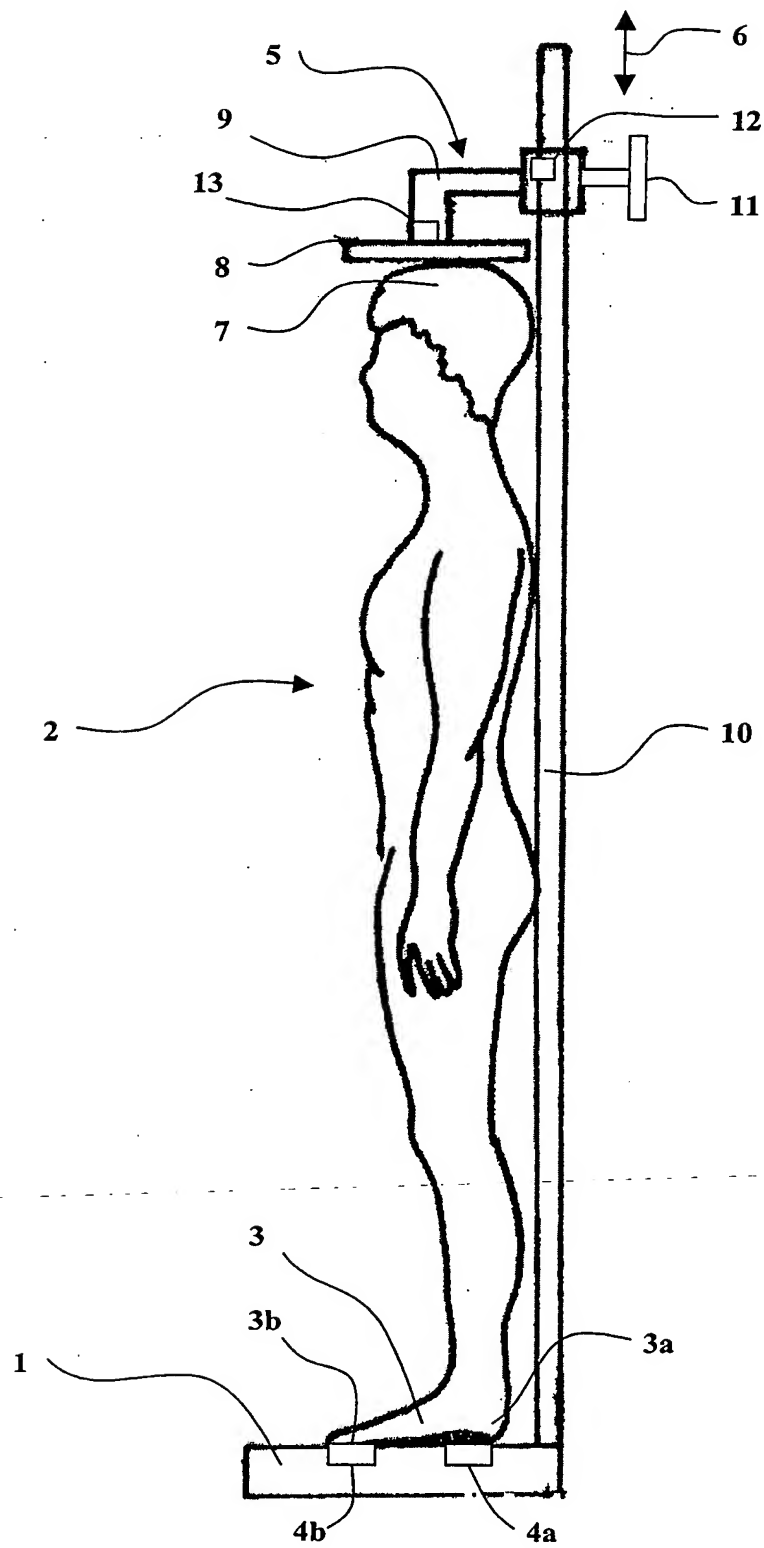


FIG. 1.

2/4

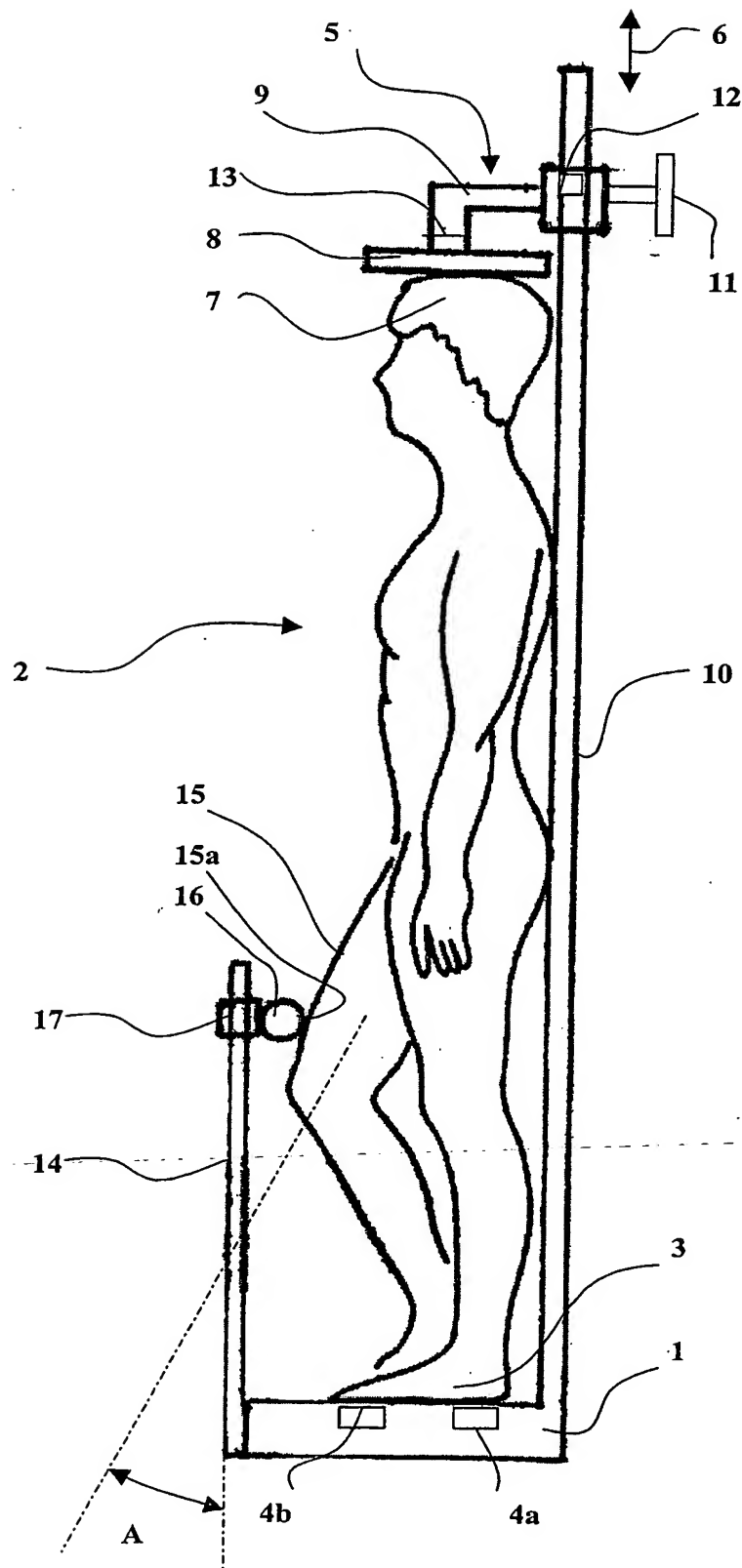


FIG. 3

3/4

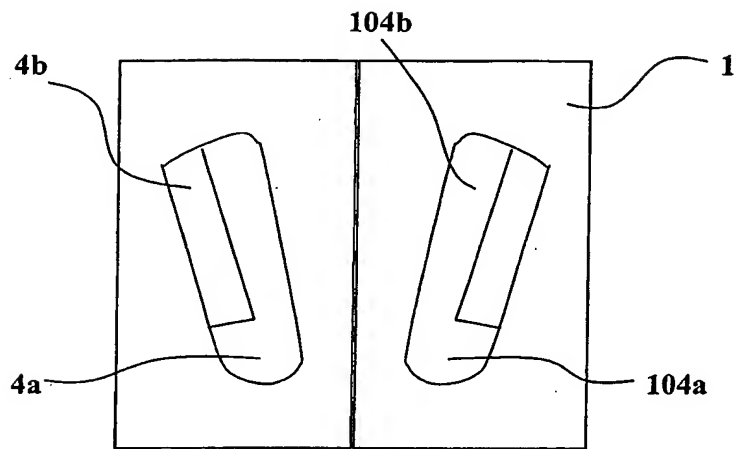


FIG. 2

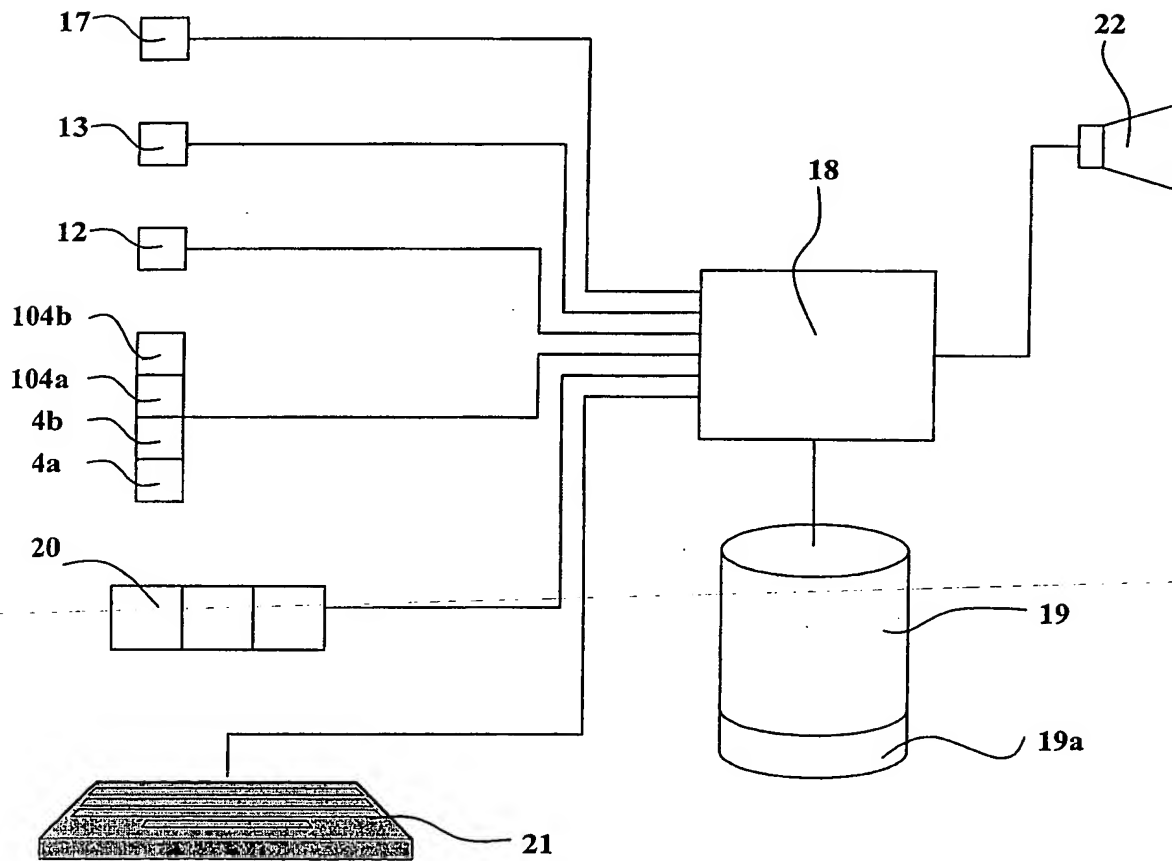


FIG. 4

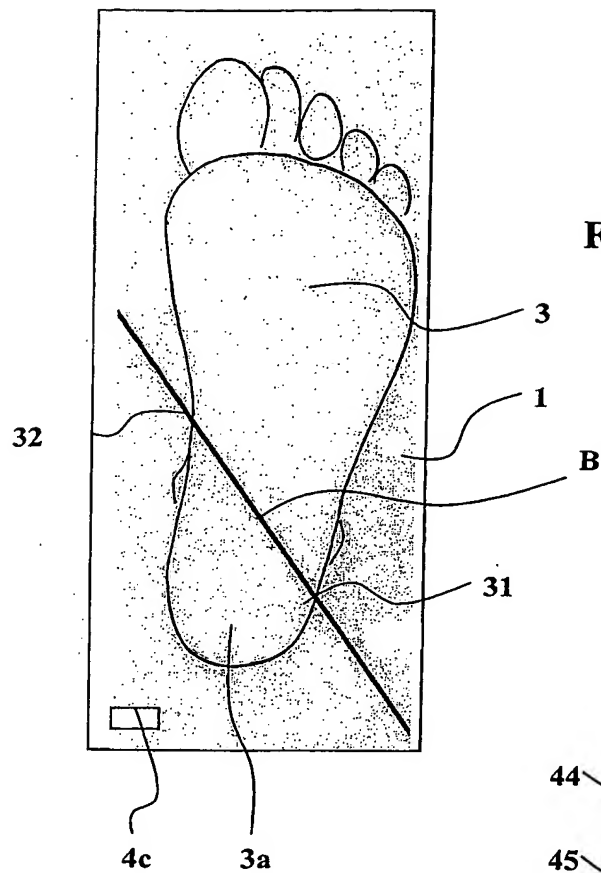


FIG. 5

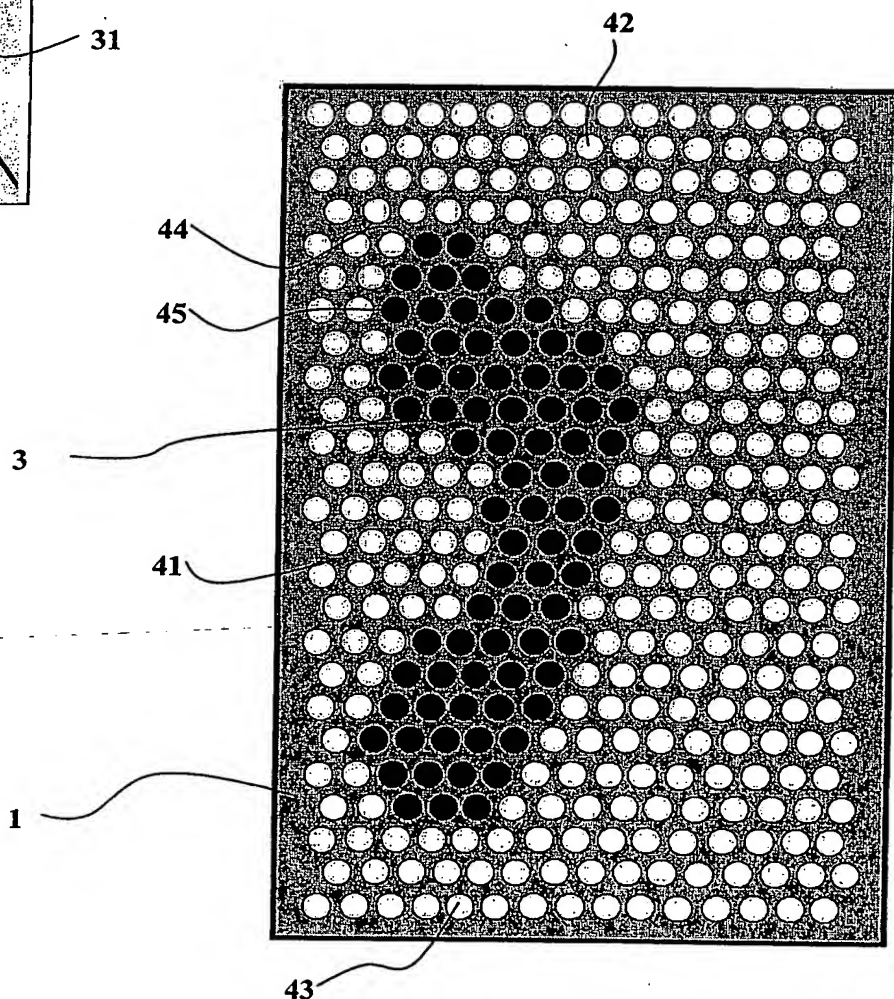


FIG. 6